

Disclosure letter

DE 39 42 998 A 1

File reference: P 39 42 998.9

Issue date: 12. 27. 89

Disclosure date: 7. 4. 91

(71) Declarant:
Delma, elektro and medizinische
Apparatebaugesellschaft GmbH,/br/>Electronic and medical devices
Production Co.
Tuttlingen, DE

(72) Inventor:
Hagen, Alfred, 7200 Tuttlingen, DE

(56) Publications to be considered for
evaluation of the patentability

DE 31 20 102 C 2
US 42 81 373
US 39 23 063
EP 2 53 012 A 1

(54) Electrosurgical high frequency device :

(57) The invention pertains to an electrosurgical device, especially for contact coagulation with a HF (high frequency) generator (10) on whose HF power output (33, 34) over a coupling transformer(11) electrodes (16, 17, 16', 17') of respective surgical instruments are able to be connected. A monitoring circuit (20) measures the HF voltage adjacent to the electrodes (16, 17, 16', 17') of the surgical instruments in order to supply a shut off signal for the HF generator (10). Thereby, the monitoring circuit (20) covers a differentiation circuit (21) to which an electrode voltage proportional to the amplitude process is of the HF electrode voltage is attached and whose output signal is led to a shut off device (23) which charges the HF generator (10).



⑫ Offenlegungsschrift
⑩ DE 39 42 998 A 1

⑤1 Int. Cl.⁵:
A 61 B 17/39

(21) Aktenzeichen: P 39 42 998.9
(22) Anmeldetag: 27. 12. 89
(23) Offenlegungstag: 4. 7. 91

DE 39 42 998 A 1

⑦ Anmelder:
**Delma, elektro- und medizinische
Apparatebaugesellschaft mbH, 7200 Tuttlingen, DE**

74 Vertreter:
Manitz, G., Dipl.-Phys. Dr.rer.nat.; Finsterwald, M.,
Dipl.-Ing. Dipl.-Wirtsch.-Ing., 8000 München;
Rotermund, H., Dipl.-Phys., 7000 Stuttgart; Heyn, H.,
Dipl.-Chem. Dr.rer.nat. Pat.-Anwälte, 8000 München

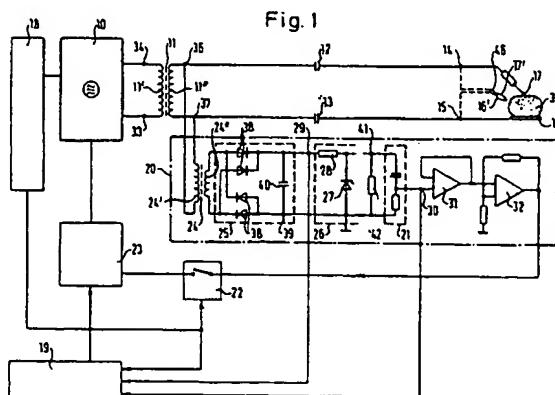
⑦ Erfinder:
Hagen, Alfred, 7200 Tuttlingen, DE

**56 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit
in Betracht zu ziehende Druckschriften:**

DE 31 20 102 C2
US 42 81 373
US 39 23 063
EP 2 53 012 A1

54 Elektrochirurgisches Hochfrequenzgerät

57) Die Erfindung betrifft ein elektrochirurgisches Hochfrequenzgerät, insbesondere für Kontakt-Koagulation mit einem HF-(Hochfrequenz-)Generator (10), an dessen HF-Leistungsausgang (33, 34) über einen HF-Koppeltransformator (11) Elektroden (16, 17, 16', 17') eines entsprechenden chirurgischen Instruments anschließbar sind. Eine Überwachungsschaltung (20) erfaßt die an den Elektroden (16, 17, 16', 17') des chirurgischen Instruments anliegende HF-Spannung und wertet diese aus, um ein Abschaltsignal für den HF-Generator (10) zu liefern. Die Überwachungsschaltung (20) umfaßt dabei eine Differenzierschaltung (21), an der eine dem Amplitudenverlauf der HF-Elektrodenspannung proportionale Gleichspannung anlegt und deren Ausgangssignal eine Abschaltvorrichtung (23) zugeführt ist, die den HF-Generator (10) beaufschlägt.



Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein elektrochirurgisches Hochfrequenzgerät, insbesondere für Kontakt-Koagulation, mit einem HF-(Hochfrequenz-)Generator, an dessen HF-Leistungsausgang über einen HF-Koppeltransformator Elektroden eines entsprechenden chirurgischen Instruments anschließbar sind, und mit einer Überwachungsschaltung, welche die an den Elektroden des chirurgischen Instruments anliegende HF-Spannung erfaßt und auswertet, um ein Abschaltsignal für den HF-Generator zu liefern.

Bei der Kontaktkoagulation mit HF-Strom, bei der biologische Gewebe durch Wärmeentwicklung in ihrem Inneren koaguliert werden, ist im Normalfall die vom elektrochirurgischen Hochfrequenzgerät gelieferte HF-Leistung groß genug, um die Gewebezellen in unmittelbarer Umgebung der das Gewebe berührenden Elektrode so zu erhitzen, daß die Zellen zerplatzen. Dadurch geht die direkte Berührung zwischen der Elektrode bzw. — bei einer bipolaren Pinzette — zwischen den Elektroden und dem Gewebe verloren. Dies bedeutet, daß die Elektrode einen Schneideeffekt zeigt, oder bei einer entsprechenden Kugelelektrode, daß eine Karbonisierung beginnt.

Da es bei der Durchführung von Kontaktkoagulationen nicht erwünscht oder sogar schädlich ist, wenn es an der Elektrode zu einem Schneideeffekt oder zu einer Karbonisierung des Gewebes kommt, ist es erforderlich, daß der Operateur den Koagulationsvorgang zum richtigen Zeitpunkt, also bevor ein Schneideeffekt oder eine Karbonisierung auftritt, beendet, um ein sauberes Koagulationsergebnis zu erhalten.

Da ein einzelner Koagulationsvorgang jedoch nur wenige Sekunden in Anspruch nimmt, ist es oft sehr schwierig, den Zeitpunkt zu erkennen, zu dem das gewünschte Koagulationsergebnis erzielt ist und dann den vom HF-Gerät gelieferten Strom abzustellen.

Um nun den Operateur bei chirurgischen Eingriffen zu unterstützen, wurden bereits HF-Geräte entwickelt, bei denen nach einer vollendeten Kontakt-Koagulation die Leistungszuführung automatisch abgeschaltet wird.

Bei einer bekannten Anordnung zur Durchführung von Hochfrequenzkoagulationen (DE-OS 31 20 102) wird die Impedanz bzw. der elektrische Widerstand des zu koagulierenden Gewebes bzw. die Impedanz zwischen den Elektroden des chirurgischen Instruments erfaßt, um daraus auf das erzielte Koagulationsergebnis zu schließen und den Koagulationsvorgang rechtzeitig zu beenden.

Bei einem bekannten HF-Gerät der eingangs genannten Art (EP 02 53 012 A1) wird die HF-Spannung zwischen den Elektroden eines chirurgischen Instrumentes abgegriffen und einer Überwachungsschaltung zugeführt, in der die HF-Spannung gleichgerichtet und so invertiert wird, daß ein ansteigender Spannungspegel in einen abfallenden Spannungspegel und ein abfallender Spannungspegel in einen ansteigenden Spannungspegel umgesetzt wird.

Die so erzeugte Spannung wird einem ersten Detektor, dessen Ausgangssignal dem Amplitudenverlauf der HF-Elektrodenspannung möglichst genau folgt, und einem zweiten Detektor zugeführt, dessen Ausgangswert dem Spitzenwert der Amplitude der HF-Elektrodenspannung seit Einschalten des Koagulationsvorgangs entspricht. Die Ausgangssignale der beiden Detektoren werden von einem Komparator verglichen, um ein Abschaltsignal zu erzeugen, sobald die Amplitude der HF-

Spannung um einen vorbestimmten Bruchteil unter den erreichten Spitzenwert der HF-Spannung absinkt.

Eine derartige automatische Abschalt- und Überwachungsvorrichtung ist jedoch schaltungstechnisch relativ aufwendig.

Ferner wurde bei elektrochirurgischen Hochfrequenzgeräten auch bereits versucht, ein automatisches Abschalten dadurch zu realisieren, daß der Amplitudenverlauf des HF-Stromes überwacht wurde, um aus der zeitlichen Änderung der Amplitude des HF-Stromes ein Abschaltkriterium herzuleiten. Während eines Koagulationsvorganges schwankt jedoch die Amplitude des HF-Stroms mehr oder weniger stark um einen Mittelwert, so daß die zeitliche Änderung der Amplitude des HF-Stromes dA/dt kein eindeutiges Abschaltkriterium für den Koagulationsvorgang liefert.

Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, ein elektrochirurgisches Hochfrequenzgerät der eingangs genannten Art zu schaffen, das bei schaltungstechnisch einfacherem Aufbau eine zuverlässige und sichere automatische Abschaltung der Leistungszuführung nach einer vollendeten Kontakt-Koagulation zu ermöglichen, um so in jedem Fall ein optimales Koagulationsergebnis zu gewährleisten.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß die Überwachungsschaltung eine Differenzierschaltung umfaßt, an der eine dem Amplitudenverlauf der HF-Elektrodenspannung proportionale Gleichspannung anliegt und deren Ausgangssignal einer Abschaltungsvorrichtung zugeführt ist, die den HF-Generator abschaltet.

Erfindungsgemäß wird also die zwischen den Elektroden eines elektrochirurgischen Instruments anliegende HF-Elektrodenspannung auf ihren zeitlichen Verlauf mittels einer einfachen Differenzierschaltung überwacht, die ein die Beendigung des Koagulationsvorgangs bewirkendes Ausgangssignal liefert, sobald der Koagulationsvorgang beendet ist.

Bei einer Kontaktkoagulation besteht im Moment der Berührung von Elektrode und Gewebe in der Regel ein Ohm'scher Kontakt. Das Gewebe, das zwischen einer Aktiv- und einer Neutralelektrode bzw. zwischen den Elektroden einer bipolaren Pinzette liegt, bildet also eine nahezu reelle Last. Sobald bei Beendigung des Koagulationsvorgangs der Ohm'sche Kontakt zwischen Gewebe und Elektrode bzw. Elektroden in eine Nicht-Ohm'sche Verbindung übergeht, steigt also die HF-Elektrodenspannung sehr schnell an. Dieser schnelle Anstieg der HF-Elektrodenspannung ist überraschendweise sehr genau reproduzierbar und bildet somit ein sehr gutes Abschaltkriterium, mit dem ein automatisch abschaltbares Hochfrequenzgerät geschaffen werden kann.

Um ein vorzeitiges Abschalten des Koagulationsvorgangs, bzw. der Leistungszufuhr zu den Elektroden in Folge von Störungen oder geringen Schwankungen der HF-Elektrodenspannung zu verhindern, ist bei einem vorteilhaften Ausführungsbeispiel der Erfindung vorgesehen, daß die Differenzierschaltung so ausgebildet ist, daß nur sehr hohe zeitliche Spannungsänderungen dU/dt übertragen werden, wobei die Differenzierschaltung unmittelbar nach einem in der Überwachungsschaltung vorgesehenen Siebglied eingegliedert ist.

Um das aus dem zeitlichen Verlauf der HF-Elektrodenspannung ermittelte Abschaltignal auf vorteilhafte Weise als Schaltsignal verwenden zu können, sind die Ausführungsformen nach Anspruch 4 bis 6 vorgesehen.

Nach einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfin-

dung ist vorgesehen, daß das Ausgangssignal der Überwachungsschaltung über eine von einer Einschaltvorrichtung für den HF-Generator angesteuerten Torschaltung an die Abschaltvorrichtung angelegt ist, die vorteilhafterweise als Flip-Flop mit nachgeschaltetem Monoflop ausgebildet ist, wobei als Torschaltung ein Analogschalter vorgesehen ist.

Auf diese Weise wird erreicht, daß der beim Einschalten des HF-Gerätes zu Beginn eines Koagulationsvorgangs auftretende Spannungsanstieg nicht zu einem sofortigen Abschalten der HF-Leistung führt.

Um auch während des Beginns eines Koagulationsvorgangs sicherzustellen, daß übermäßig hohe und schnelle Spannungsänderungen nicht zu einer Verletzung des Gewebes bzw. zu einer Schädigung eines zu behandelnden Patienten führt, ist bei einer anderen Weiterbildung der Erfindung vorgesehen, daß der Ausgang der Differenzierschaltung zusätzlich mit einer vorteilhafterweise aus einem Mikrorechner bestehenden Sicherheitsschaltung verbunden ist, deren Ausgangssignal an die Abschaltvorrichtung angelegt ist.

Durch die bevorzugt als Mikrorechner ausgebildete Sicherheitsschaltung wird es ermöglicht, daß beim Auftreten schneller und hoher Spannungsänderungen, die sich durch einen hohen Spannungswert am Ausgang der Differenzierschaltung bemerkbar machen, in kurzen Zeitabständen z. B. viermal hintereinander das Ausgangssignal der Differenzierschaltung abzugreifen, um sicher zu erkennen, daß ein das Ende des Koagulationsvorgangs anzeigen Spannungsanstieg vorliegt.

Dabei ist es zweckmäßigerweise vorgesehen, daß an die Sicherheitsschaltung das Analogschalter-Steuersignal der Einschaltvorrichtung angelegt ist. Dem die Sicherheitsschaltung bildenden Mikrorechner können dabei einzelne Meßwerte zugeführt werden, um zyklische Auswertungen durchzuführen.

Hierdurch läßt sich zu Beginn des Koagulationsvorganges erreichen, daß nur solche schnellen Änderungen der HF-Elektrodenspannung zur Abschaltung der Leistungszufuhr führen, die zu einer Schädigung des Gewebes oder Patienten führen könnten.

Um die zur Erzeugung des erfundungsgemäßen Abschaltsignals erforderliche Differenzierschaltung vor zu hohen Spannungen zu schützen, sind die Ausführungsformen nach Anspruch 11 und 12 vorgesehen. Um dabei trotzdem ein Abschalten der Leistungszufuhr zu ermöglichen, dient die Ausführungsform nach Anspruch 13.

Zur weiteren Verbesserung der Sicherheit der Patienten dienen die Ausführungsformen nach den Ansprüchen 14 bis 16.

Die Erfindung wird im folgenden beispielsweise anhand der Zeichnung näher beschrieben; in dieser zeigt:

Fig. 1 ein schematisches Schaltbild eines elektrochirurgischen Hochfrequenzgerätes und

Fig. 2 ein Spannungs-Zeit-Diagramm der HF-Elektrodenspannung.

Nach Fig. 1 weist das elektrochirurgische Hochfrequenzgerät einen HF-Generator 10 auf, der in nicht näher dargestellter, üblicher Weise mit einem elektrischen Netz verbindbar ist. An Ausgangsklemmen 33, 34 des HF-Generators 10 ist ein HF-Koppeltransformator 11 mit seiner Primärwicklung 11' angeschlossen, dessen Sekundärwicklung 11'' über Antifaradisationskondensatoren 12, 13 mit Ausgangsanschlüssen 14, 15 verbunden sind, an denen ein entsprechendes elektrochirurgisches Instrument anschließbar ist.

Wie in Fig. 1 mit ausgezogenen Linien dargestellt, ist an den einen Ausgangsanschluß 15 eine Neutralelektron-

de 16 angeschlossen, die mit einem biologischen Gewebe 35 oder dem Körper eines Patienten in großflächigem Kontakt steht, während an den anderen Ausgangsanschluß 14 eine Aktivelektrode 17 eines entsprechenden chirurgischen Instruments angeschlossen ist, die zur Durchführung einer Kontaktkoagulation mit dem Gewebe 35 in Ohm'schen Kontakt bringbar ist. In gleicher Weise kann, wie gestrichelt in der Zeichnung dargestellt, ein Bipolarinstrument 46 mit seinen Elektroden 16', 17' 10 an die Ausgangsanschlüsse 14, 15 angeschlossen werden.

An die Ausgangsklemmen 36, 37 der Sekundärwicklung 11'' des HF-Kopplungstransformators 11 ist ein HF-Transformator 24 einer Überwachungsschaltung 20 mit seiner Primärwicklung 24' angeschlossen, um die zwischen den Ausgangsanschlüssen 14, 15 bzw. den Elektroden 17, 17', 16, 16' liegende HF-Elektrodenspannung abzugreifen und der Überwachungsschaltung 20 ohne galvanischen Kontakt zuzuführen.

Die Sekundärwicklung 24'' des HF-Transformators 24, der eine Abwärttransformation bewirkt, ist an eine Gleichrichterschaltung 25 angelegt, die in üblicher Weise eine Diodenbrücke aus einzelnen Dioden 38 aufweist. Zwischen der positiven und der negativen Ausgangsklemme 29 bzw. 39 der Gleichrichterschaltung 25 ist ein Glättungselement oder Siebglied vorgesehen, das vorzugsweise als Kondensator 40 ausgebildet ist. Über den als Siebglied dienenden Kondensator 40 werden dabei eventuell auftretende Störpegel kurzgeschlossen.

Während die negative Ausgangsklemme 39 der Gleichrichterschaltung 25 an Masse gelegt ist, ist die positive Ausgangsklemme 29 an den Eingang einer Spannungsbegrenzungsschaltung 26 angeschlossen. Die Spannungsbegrenzungsschaltung 26 weist dabei als Eingangsstufe einen Begrenzungswiderstand 28 auf, der mittels einer in Sperrrichtung betriebenen Zenerdiode 27 mit Masse verbunden ist. Der zwischen dem Begrenzungswiderstand 28 und der Zenerdiode 27 liegende Ausgang 41 der Begrenzungsschaltung 26 ist mit einem Eingang einer Differenzierschaltung 21 verbunden, wobei der Ausgang der Begrenzungsschaltung 26 über einen Widerstand 42 an Masse anliegt, um einen definierten Abschlußwiderstand zu gewährleisten.

Die Differenzierschaltung 21 ist mit ihrem Ausgang 45 mit einem Eingang eines als Spannungsfolger geschalteten Verstärker 31 verbunden. Der Ausgang des Verstärkers 31 ist an einen Eingang eines nicht invertierenden Verstärkers 32 angeschlossen, dessen Ausgangssignal das Ausgangssignal der Überwachungsschaltung 20 bildet.

Das Ausgangssignal der Überwachungsschaltung 20 wird über einen als Torschaltung dienenden Analogschalter 22 an eine Abschaltvorrichtung 23 angelegt, die in Abhängigkeit vom Ausgangssignal der Überwachungsschaltung 20 ein Abschalten des HF-Generators 10 bzw. der von ihm gelieferten HF-Leistung zur Beendigung einer Kontaktkoagulation bewirkt. Die Abschaltvorrichtung 23 ist dabei als Flip-Flop mit nachgeschaltetem Monoflop ausgebildet, so daß ein inneres Abschaltsignal für den HF-Generator 10 zur Verfügung steht.

Zur Inbetriebnahme und Steuerung des HF-Generators 10 ist eine Einschaltvorrichtung 18 vorgesehen, die entweder hand- oder fußbetätigt ist. Die Einschaltvorrichtung 18 ist mit dem Analogschalter 22 verbunden, um beim Einschalten des HF-Generators 10 ein Analogschalter-Steuersignal an diesen anzulegen, so daß der Analogschalter 22 zu Beginn des Koagulationsvorgangs

die Verbindung zwischen der Überwachungsschaltung 20 und der Abschaltvorrichtung 23 unterbricht.

Gleichzeitig wird das Analogschalter-Steuersignal der Einschaltvorrichtung 18 an einen Eingang einer Sicherheitsschaltung 19 angelegt, deren Ausgang mit der Abschaltvorrichtung 23 verbunden ist. Ein zweiter Eingang der Sicherheitsschaltung 19 ist mit der positiven Ausgangsklemme 29 der Gleichrichterschaltung 25 verbunden, während der Ausgang 30 der Differenzierschaltung 21 an einen dritten Eingang der Sicherheitsschaltung 19 angeschlossen ist.

Im folgenden wird die Funktion des beschriebenen elektrochirurgischen HF-Gerätes erläutert.

Zum Durchführen einer Kontaktkoagulation bringt der Operateur zunächst die Elektroden 16, 17 bzw. 16', 17' mit dem zu koagulierenden Gewebe 35 in Berührung, so daß zwischen den Elektroden 17, 17', 16, 16' und dem Gewebe 35 ein Ohm'scher Kontakt und damit an den Ausgangsanschlüssen 14, 15 des HF-Gerätes eine reelle Last anliegt.

Jetzt wird mittels der Einschaltvorrichtung 18 der HF-Generator eingeschaltet, wodurch über den HF-Transformator 11 und die Antifaradisationskondensatoren 12, 13 eine HF-Elektrodenspannung an die Elektroden 17, 17', 16, 16' angelegt wird. Gleichzeitig gibt die Einschaltvorrichtung 18 ein Analogschalter-Steuersignal an den Analogschalter 22 und die Sicherheitsschaltung 19 ab. Der Analogschalter 22 unterbricht infolge des an ihm anliegenden Steuersignals die Verbindung zwischen der Überwachungsschaltung 20 und der Abschaltvorrichtung 23.

Sobald die HF-Elektrodenspannung auf einen für die Durchführung der Koagulation erforderlichen Wert angestiegen ist, wird der Analogschalter 22 geschlossen, so daß das Ausgangssignal der Überwachungsschaltung 20 an der Abschaltvorrichtung 23 anliegt.

Während des Koagulationsvorgangs wird die zwischen den Ausgangsanschlüssen 14, 15 bzw. den Elektroden 16, 16', 17, 17' anliegende HF-Elektrodenspannung von dem HF-Transformator 24 der Überwachungsschaltung 20 proportional an die Gleichrichterschaltung 25 übertragen, wobei gleichzeitig eine Abwärtstransformation stattfindet. Die an der Gleichrichterschaltung 25 anliegende Spannung wird von der Diodenbrücke gleichgerichtet und mittels des nachfolgenden Kondensators 40 geglättet, so daß am positiven Ausgang 29 der Gleichrichterschaltung 25 eine Gleichspannung anliegt, die der HF-Lastspannung entspricht. Der zeitliche Verlauf dieser Spannung während eines Koagulationsvorgangs ist dabei in Fig. 2 durch die Kurve K dargestellt. Dabei zeigt der Kurvenabschnitt K1 den Spannungsverlauf, beim Koagulationsvorgang, wobei zwischen der oder den Elektroden ein Ohm'scher Kontakt vorliegt. Sobald es am Ende des eigentlichen Koagulationsvorgangs zu einem Schneideeffekt oder zu einer Karbonisierung des Gewebes im Bereich der Elektrode kommt, geht der Ohm'sche Kontakt zwischen Elektrode und Gewebe in einen Nicht-Ohm'schen Kontakt über, wodurch wie durch den Kurvenabschnitt K2 dargestellt, ein sehr schneller Spannungsanstieg erfolgt.

Bleibt die HF-Spannung an den Elektroden 16, 17 die Spannung weiter eingeschaltet, so kann sich z. B. zwischen der Elektrode 17 und dem Gewebe 35 ein Lichtbogen ausbilden, der jedoch gerade durch das beschriebene HF-Gerät verhindert wird, so daß die zwischen den Elektroden 16, 17 anliegende Spannung wieder einen nahezu konstanten Verlauf aufweist, wie in Fig. 2 durch den Kurvenabschnitt K3 dargestellt.

Die am Ausgang der Gleichrichterspannung 29 vorliegende Gleichspannung wird nun von der nachfolgenden Begrenzungsschaltung 26 begrenzt, und an die Differenzierschaltung 21, die vorzugsweise als Hochpaß ausgebildet ist, angelegt. Die Differenzierschaltung 21 ist dabei so bemessen, daß nur sehr hohe zeitliche Änderungen der anliegenden Spannung, also nur sehr hohe Differentialquotienten dU/dt , die einer Anstiegszeit von etwa 5 ms entsprechen, an die nachfolgende Verstärkerschaltung 31, 32 übertragen werden. Auf diese Weise werden statistische Schwankungen der Spannung, wie sie durch den Kurvenabschnitt K1 in Fig. 2 angedeutet sind, unterdrückt, so daß nur die Spannungsänderung im Übergangsbereich (Kurvenabschnitt K2) zu einem Abschalten der HF-Leistung führt.

Das den zeitlichen Differentialquotienten der HF-Elektrodenspannung dU/dt entsprechende Ausgangssignal der Differenzierschaltung 21 wird zunächst auf den als Impedanzwandler dienenden Verstärker 31 geleitet, dessen Ausgang mit dem nicht invertierenden Verstärker 32 verbunden ist, so daß das Ausgangssignal der Überwachungsschaltung 20 über den geschlossenen Analogschalter 22 an die Abschaltvorrichtung 23 angelegt ist.

Sobald ein dem Übergang vom Ohm'schen zum Nicht-Ohm'schen Kontakt entsprechender Spannungsverlauf auftritt, wird dieser von der Differenzierschaltung 21 erfaßt. Dabei erkennt die Sicherheitsschaltung 19, ob an der Ausgangsklemme 29 eine Signaländerung gleichzeitig mit einer Signaländerung am Ausgang 30 der Differenzierschaltung aufgetreten ist. Treten diese Signaländerungen nahezu gleichzeitig auf, so gibt die Sicherheitsschaltung 19 die Abschaltvorrichtung 23 frei. Damit kann das von der Differenzierschaltung bewirkte Ausgangssignal der Überwachungsschaltung 20 über die Torschaltung 22 an die Abschaltvorrichtung 23 angelegt werden, die daraufhin den HF-Generator 10 bzw. die HF-Leistung abschaltet. Hierdurch wird der Koagulationsvorgang in dem Moment beendet, sobald die Koagulation optimal durchgeführt ist und beginnt, in einen Schneid- oder Karbonisierungsvorgang überzugehen. Eine Funkenbildung zwischen Elektrode und Gewebe oder einer Karbonisierung des Gewebes wird auf diese Weise sicher verhindert.

Während des Betriebs des HF-Gerätes überwacht die Sicherheitsschaltung 19 sowohl die am positiven Ausgang 29 der Gleichrichterschaltung 25 als auch die am Ausgang 30 der Differenzierschaltung 21 anliegende Spannung, um ggfs. die HF-Leistung ebenfalls abzuschalten.

Die Steuerfunktionen der Einschaltvorrichtung 18, der Abschaltvorrichtung 23 sowie der Sicherheitsschaltung 19 können je nach Gerätetyp durch einen Mikrorechner mit entsprechender Software ausgeführt werden.

Patentansprüche

1. Elektrochirurgisches Hochfrequenzgerät, insbesondere für Kontakt-Koagulation, mit einem HF-(Hochfrequenz-)Generator, an dessen HF-Leistungsaustritt über einen HF-Koppeltransformator Elektroden eines entsprechenden chirurgischen Instruments anschließbar sind, und mit einer Überwachungsschaltung, welche die an den Elektroden des chirurgischen Instruments anliegende HF-Spannung erfaßt und auswertet, um ein Abschaltsignal für den HF-Generator zu liefern, dadurch ge-

- kennzeichnet, daß die Überwachungsschaltung (20) eine Differenzierschaltung (21) umfaßt, an der eine dem Amplitudenverlauf der HF-Elektroden-
spannung proportionale Gleichspannung anliegt und deren Ausgangssignal einer Abschaltvorrichtung (23) zugeführt ist, die den HF-Generator (10) abschaltet. 5
2. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Differenzierschaltung (21) so ausgebildet ist, daß nur sehr hohe zeitliche Spannungsänderungen dU/dt übertragen werden. 10
3. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Differenzierschaltung (21) unmittelbar nach einem in der Überwachungsschaltung (20) vorgesehenen Siebglied (40) eingegliedert ist. 15
4. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß ein Ausgang (30) der Differenzierschaltung (21) über eine Verstärkerschaltung (31, 32) mit der Abschaltvorrichtung (23) verbunden ist. 20
5. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Verstärkerschaltung einen Impedanzwandler (31) aufweist, dem ein nicht-invertierender Verstärker (32) nachgeschaltet ist. 25
6. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß als Impedanzwandler in der Verstärkerschaltung ein als Spannungsfolger geschalteter Verstärker (31) vorgesehen ist. 30
7. Hochfrequenzgerät nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Ausgangssignal der Überwachungsschaltung (20) über eine von einer Einschaltvorrichtung (18) für den HF-Generator (10) angesteuerten Torschaltung (22) an die Abschaltvorrichtung (23) angelegt ist, die vorteilhafterweise als Flip-Flop mit nachgeschaltetem Monoflop ausgebildet ist. 35
8. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß als Torschaltung ein Analog-
schalter (22) vorgesehen ist. 40
9. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 7 oder 8, dadurch gekennzeichnet, daß der Ausgang (30) der Differenzierschaltung (21) zusätzlich mit einer vorteilhafterweise aus einem Mikrorechner bestehenden Sicherheitsschaltung (19) verbunden ist, deren Ausgangssignal an die Abschaltvorrichtung (23) angelegt ist. 45
10. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß an die Sicherheitsschaltung (19) das Analogschalter-Steuersignal der Einschaltvorrichtung (18) angelegt ist. 50
11. Hochfrequenzgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die von einer Gleichrichterschaltung (25) erzeugte, dem Amplitudenverlauf der HF-Elektrodenspannung proportionale Gleichspannung über eine Spannungsbegrenzungsschaltung (26) an die Differenzierschaltung (21) angelegt ist. 55
12. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß die Spannungsbegrenzungsschaltung (26) eine Zenerdiode (27) aufweist, die über einen Begrenzungswiderstand (28) mit der positiven Ausgangsklemme (29) der Gleichrichterschaltung (25) verbunden ist. 60
13. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß die positive Ausgangsklemme (29) der Gleichrichterschaltung (25) mit der Sicherheitsschaltung (19) verbunden ist. 65

14. Hochfrequenzgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Überwachungsschaltung (20) als Eingangsstufe einen HF-Transformator (24) aufweist, dessen Primärwicklung (24') parallel zu Ausgangsanschlüssen (14, 15) für die Elektroden (16, 17) von chirurgischen Instrumenten geschaltet ist und dessen Sekundärwicklung (24'') an die Gleichrichterschaltung (25) angeschlossen ist. 70
15. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Primärwicklung (24') des HF-Transformators (24) über Antifaradisationskondensatoren (12, 13) mit den Ausgangsanschlüssen (14, 15) verbunden ist. 75
16. Hochfrequenzgerät nach Anspruch 13 oder 14, dadurch gekennzeichnet, daß der HF-Transformator (24) eine Abwärttransformation der übertragenen HF-Elektrodenspannung bewirkt. 80

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

Fig. 1

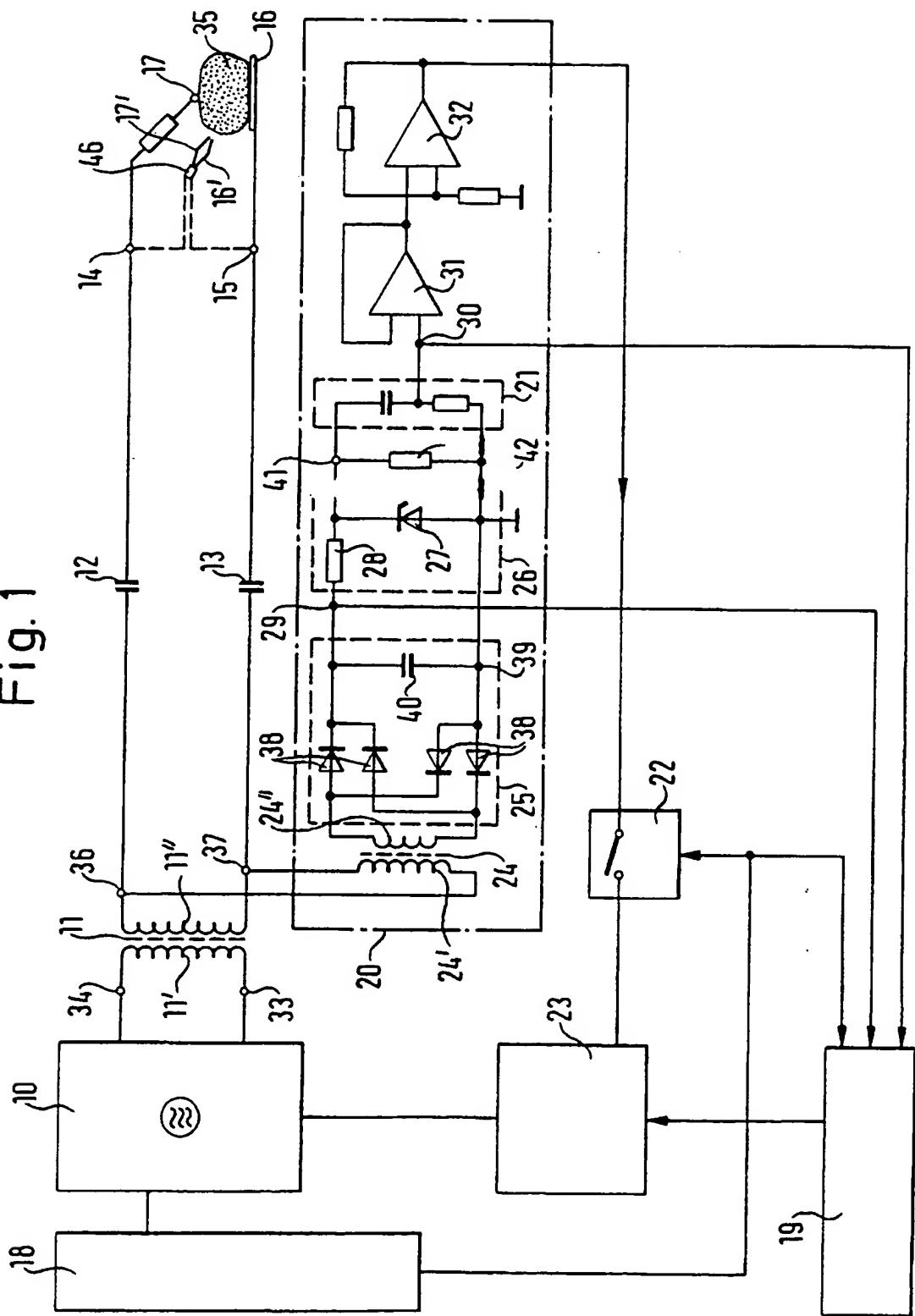


Fig. 2

